

## Cerclage wire positioning insert

**Publication number:** DE69222426 (T2)

**Publication date:** 1998-02-05

**Inventor(s):** CORSI GEORGE [US]; BROOKS RICHARD [US]; VIOLA PAUL [US]

**Applicant(s):** HOWMEDICA [US]

**Classification:**

**- international:** A61B17/58; A61B17/82; A61B17/84; A61B17/58; A61B17/68;  
(IPC1-7): A61B17/60

**- European:** A61B17/82; A61B17/84B

**Application number:** DE19926022426T 19920810

**Priority number(s):** US19910750666 19910827; WO1992US06483 19920810

**Also published as:**

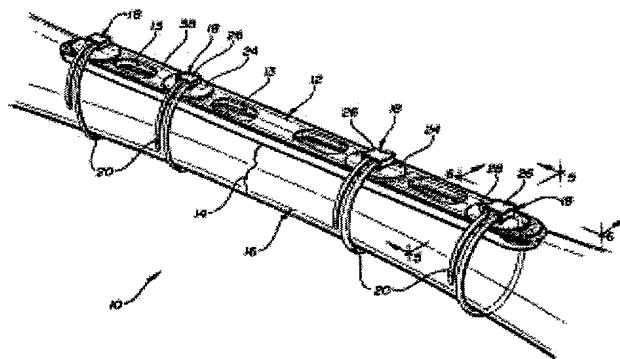
- US5190545 (A)
- WO9303681 (A1)
- PT100811 (A)
- JP6505907 (T)
- JP7067469 (B)

[more >>](#)

Abstract not available for DE 69222426 (T2)

Abstract of corresponding document: **US 5190545 (A)**

A bone fracture stabilization apparatus includes a cable positioning insert for a bone plate of the type having a series of apertures therein for receiving bone screws for attaching the bone plate to the bone. The cable positioning insert has a body shaped for at least partial insertion into at least one of the apertures of the bone plate. The insert further includes a flange extending from the body for engaging either the outer or inward surface of the bone plate. A boss extends from the body in a direction away from the bone when the bone plate is mounted thereon. The boss has at least one opening and preferably two openings therein for accommodating a cerclage cable and positioning it relative to the apertures in the bone. The boss may be made of a malleable material that deforms under pressure to flatten the openings therein and capture the cable.



Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide



⑯ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑯ Übersetzung der  
europäischen Patentschrift

⑯ Int. Cl. 6:  
A 61 B 17/60

⑯ EP 0 600 938 B1

⑯ DE 692 22 426 T 2

DE 692 22 426 T 2

⑯ Deutsches Aktenzeichen: 692 22 426.2  
 ⑯ PCT-Aktenzeichen: PCT/US92/06483  
 ⑯ Europäisches Aktenzeichen: 92 916 849.0  
 ⑯ PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 93/03681  
 ⑯ PCT-Anmeldetag: 10. 8. 92  
 ⑯ Veröffentlichungstag der PCT-Anmeldung: 4. 3. 93  
 ⑯ Erstveröffentlichung durch das EPA: 15. 6. 94  
 ⑯ Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: 24. 9. 97  
 ⑯ Veröffentlichungstag im Patentblatt: 5. 2. 98

⑯ Unionspriorität:  
750666 27.08.91 US

⑯ Erfinder:  
CORSI, George, M., Aberdeen, NJ 07747, US;  
BROOKS, Richard, M., West Milford, NJ 07480, US;  
VIOLA, Paul, J., Bogota, NJ 07603, US

⑯ Patentinhaber:  
Howmedica Inc., New York, N.Y., US

⑯ Vertreter:  
Lederer, Keller & Riederer, 80538 München

⑯ Benannte Vertragstaaten:  
AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LI, LU,  
NL, SE

⑯ POSITIONIERUNGSEINSATZ FÜR UMSCHLINGUNGSDRAHT

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patentamt inhaltlich nicht geprüft.

DE 692 22 426 T 2

#### HINTERGRUND DER ERFINDUNG

##### Gebiet der Erfindung

Diese Erfindung betrifft das Gebiet der Knochenfrakturfixation unter Verwendung von Kompressionsplatten. Insbesondere betrifft sie ein Frakturfixationsverfahren, bei dem ein Cerclage- oder Umschlingungsdraht in Verbindung mit Knochenplatten verwendet wird.

##### Beschreibung des Standes der Technik

In der Vergangenheit sind viele Arten von Knochenplatten an Knochen angebracht worden, einige durch Schrauben und andere mit Hilfe von Drahtschlingen. Eine derartige Platte ist in der FR-A-590 290 dargestellt, welche sich auf eine Knochenplatte mit einer Unterseite, einer Reihe von Öffnungen und Laschen zur Verwendung mit Umschlingungsdraht bezieht. Diese Platten können von einer beliebigen Größe oder Form sein, sind jedoch gewöhnlich L-förmig oder gerade. Diese Platten werden auf der Zugspannungsseite der schlecht verheilten Fraktur (konvexe Seite) plaziert, wobei die Kompressionsplatte als Zugband wirkt, das eher für eine dynamische als für eine statische Kompression sorgt. In den letzten 20 Jahren wurden Knochenplatten mit einem durch eine exzentrische Schraubenanbringung hervorgerufenen Selbstkompressionseffekt mit einem Gleit- oder Verschiebeeffekt zwischen dem Schraubenkopf und der Plattenöffnung kombiniert, um während eines Gewichtsbelastungszeitraums eine größere Kraftübertragung innerhalb des Knochens zu ermöglichen. Vergleiche zum Beispiel U.S. Patent 5,041,114. Aufgrund der sphärischen Gestalt sowohl der Schraubenköpfe und der Plattenöffnungen wird außerdem die anfänglich begründete Kompression selbst dann über die Dauer des Heilungsprozesses

aufrechterhalten, wenn die Schrauben nicht im rechten Winkel zur Platte angebracht sind.

Es ist auch wohlbekannt gewesen, Drähte oder Drahtseile, wie beispielsweise Kirschnerdrähte, zu verwenden, um Frakturen zu fixieren. Cerclage-Drahtumschlingungstechniken sind zum Fixieren von Frakturen langer Knochen verwendet worden, gewöhnlich in Kombination mit anderen Fixationsvorrichtungen, wie beispielsweise Knochenplatten. Die Drähte werden unter einem Winkel von 90° zur Längsachse des Knochens angelegt, im Bemühen ein Verrutschen in einer Längsrichtung und somit ein Lockern zu verhindern.

Im Stand der Technik ist es auch bekannt, dass wenn Frakturen des Femur auftreten, nachdem ein prothetisches Implantat implantiert worden ist, daß dann eine Kombination aus der Verwendung einer Knochenplatte einschließlich Knochenschrauben im distalen Teil eines gebrochenen Femur verwendet werden kann, daß jedoch derartige Schrauben wegen dem Schaft der implantierten, zum Beispiel femoralen, Prothese im proximalen Teil des gebrochenen Femur nicht ohne weiteres verwendet werden können. Es ist deutlich, dass bei Frakturen, bei denen der gesamte Markhöhlenkanal mit einem Prothesenschaft mit oder ohne Knochenzement gefüllt ist, die Anbringung eines neuen Innennagels oder einer neuen Prothese mit einem längeren Schaft kein lebensfähiges Mittel für eine intramedulläre Fixation ist.

Zum Fixieren der Fraktur ist ein alternatives Verfahren verwendet worden, bei dem eine Knochenplatte im Femur distal von der Prothese mittels Kortikalis-Schrauben befestigt wird, und die Platte proximal unter Verwendung von Umschlingungsdrähten befestigt wird. In der Vergangenheit hat dies den Einsatz einer speziellen Knochenplatte erforderlich gemacht. Es ist in dieser Situation, daß der Draht- oder Drahtseil-Positioniereinsatz der vorliegenden Erfindung verwendet werden soll. Man hat gefunden, dass die

Drahtumschlingung um die Knochenplatte herum dazu neigt, in Längsrichtung auszuwandern, und auch in Umfangsrichtung um den Knochen herum auswandern kann, sogar nachdem die Enden des Drahtes unter Verwendung einer üblichen trochanterischen Seilklemm- oder Quetschhülse zusammengeklemmt worden sind.

Durch Verwendung der vorliegenden Erfindung kann Umschlingungsdrat oder -drahtseil bezüglich einer beliebigen gewünschten Öffnung in einer Knochenplatte positioniert werden, wobei der Positioniereinsatz auch als Klemmhülse wirkt, so dass eine Längs- und Umfangsbewegung verhindert wird, sobald der Draht am Positioniereinsatz festgeklemmt worden ist.

Zusätzlich ist der Einsatz so bemessen, dass er teilweise in die Schraubenöffnungen von üblichen Knochenplatten passt, so dass die speziellen Knochenplatten aus dem Stand der Technik unnötig sind.

#### ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

Es ist Ziel dieser Erfindung, einen Draht-Positioniereinsatz bereitzustellen, zur Verwendung mit Knochenplatten von derjenigen Art, die eine Mehrzahl von Öffnungen zur Aufnahme von Kortikalis-Knochenschrauben darin aufweist.

Es ist noch ein anderes Ziel der Erfindung, einen Draht-Positioniereinsatz bereitzustellen, der einen aus verformbarem Metall bestehenden Vorsprung darauf aufweist, der als Klemmhülse dienen kann und mittels eines üblichen Seilziehklemmwerkzeugs verformt werden kann.

Es ist noch ein anderes Ziel der Erfindung, einen Draht-Positioniereinsatz bereitzustellen, der durch die Öffnung einer Knochenplatte eingesetzt werden und sich von dieser aus nach außen erstrecken kann, so dass ein solcher

Positioniereinsatz selbst dann nicht von der Knochenplatte verloren gehen kann, wenn die Drahtpositionierung versagen sollte.

Diese und andere Ziele der vorliegenden Erfindung werden bei der vorliegenden Erfindung durch einen Drahtseil-Positioniereinsatz zur Verwendung mit einer Knochenplatte von derjenigen Art erreicht, die eine Reihe von Öffnungen zur Aufnahme von Knochenschrauben darin aufweist. Die Knochenplatte wird normalerweise über einer Fraktur in einem langen Knochen positioniert, wobei zur Stabilisierung und Kompression der Fraktur Knochenschrauben durch die Öffnung in den Knochen geschraubt werden.

Der Drahtseil-Positioniereinsatz weist eine Körperform für ein mindestens teilweises Einführen in mindestens eine der Öffnungen in der Knochenplatte auf. Der Körper schließt weiter einen Flansch ein, der sich für einen Eingriff mit entweder der dem Knochen benachbarten Oberfläche der Knochenplatte oder der vom Knochen weg nach außen weisenden Oberfläche der Knochenplatte aus dem Körper erstreckt. In beiden Fällen erstreckt sich ein Vorsprung durch die Öffnung und vom Körper aus nach außen, in einer Richtung weg vom Knochen, wenn die Knochenplatte darauf angebracht ist. Der Vorsprung weist mindestens eine Öffnung und vorzugsweise zwei Öffnungen darin auf, zur Aufnahme des Umschlingungsdrahts oder -drahtseils und um ihn/es bezüglich der Öffnung und der äußeren Oberfläche der Knochenplatte zu positionieren. Die Öffnungen können die Form einer allgemein zylindrischen Bohrung durch den Vorsprung aufweisen.

Bei der Ausführungsform, bei welcher der Positioniereinsatz einen mit der Unterseite der Knochenplatte in Eingriff tretenden Flansch aufweist, erstreckt sich der Vorsprung von der Flanschoberfläche aus ausreichend weit durch die mindestens eine Öffnung, um die Öffnungen außerhalb der äußeren Oberfläche der Knochenplatte zu positionieren. Dies

ermöglicht es, den Umschlingungsdraht allgemein bündig mit der nach außen weisenden Oberfläche der Knochenplatte zu positionieren. Da der Umschlingungsdraht festgeklemmt werden muß, hat man gefunden, daß es vorteilhaft ist, den Vorsprung des Einsatzes aus einem verformbaren Material herzustellen, so dass er unter Druck mit einem Klemm- oder Quetschwerkzeug verformt werden kann, um die allgemein zylindrische Bohrung flachzudrücken und das Drahtseil darin festzuhalten.

Diese und andere Ziele und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden aus der folgenden Beschreibung der begleitenden Zeichnungen ersichtlich, welche zwei Ausführungsformen der Erfindung offenbaren. Es versteht sich, dass die Zeichnungen nur zu Erläuterungszwecken verwendet werden sollen, und nicht als Definition der Erfindung.

#### KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

In den Zeichnungen, in denen entsprechende Bezugszeichen über die mehreren Ansichten hinweg entsprechende Elemente bezeichnen:

ist FIG. 1 eine isometrische Ansicht der Knochenfraktur-Stabilisationsvorrichtung einschließlich des Positioniereinsatzes der vorliegenden Erfindung.

FIG. 1A ist eine isometrische Ansicht der Fraktur-Stabilisationsvorrichtung unter Verwendung von Umschlingungsdraht nach dem Stand der Technik;

FIG. 2 ist eine auseinandergezogene Ansicht der Knochenfraktur-Stabilisationsvorrichtung der vorliegenden Erfindung vor ihrer Anbringung auf einem langen Knochen;

FIG. 3 ist eine Draufsicht auf die Knochenfraktur-Stabilisationsvorrichtung aus FIG. 2 nach ihrer Befestigung an

der Frakturstelle;

FIG. 4 ist eine Draufsicht auf eine Knochenplatte, die zusammen mit der vorliegenden Erfindung verwendet werden kann;

FIG. 5 ist eine Querschnittsansicht des in FIG. 1 dargestellten Knochenfraktur-Stabilisationssystems entlang der Linie 5-5;

FIG. 6 ist eine teilweise geschnittene Seitenansicht der in FIG. 1 dargestellten Knochenfraktur-Stabilisationsvorrichtung mit der Schnittansicht entlang der Linie 6-6;

FIG. 7 ist eine isometrische Teilansicht einer alternativen Ausführungsform des Draht-Positioniereinsatzes der vorliegenden Erfindung;

FIG. 8 ist eine Querschnittsansicht ähnlich derjenigen, die in FIG. 5 dargestellt ist, jedoch unter Verwendung der in FIG. 7 dargestellten Ausführungsform des Positioniereinsatzes; und

FIG. 9 ist eine teilweise geschnittene Seitenansicht ähnlich derjenigen, die in FIG. 6 dargestellt ist, jedoch unter Verwendung des Positioniereinsatzes aus FIG. 7.

#### BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORM

Bezug nehmend auf FIG. 1, ist dort die Knochenfraktur-Stabilisationsvorrichtung der vorliegenden Erfindung dargestellt, die allgemein mit 10 bezeichnet ist. Eine Knochenplatte 12 mit einer Reihe von Öffnungen 13 ist unter Verwendung des Draht-Positioniereinsatzes 18 der vorliegenden Erfindung über der Frakturstelle 14 eines langen Knochens 16 befestigt. Ein Draht oder Drahtseil 20 wird um die Knochenplatte 12 und den Knochen 16 herumgelegt und in einer nachfolgend beschriebenen Weise festgeklemmt.

Der Positioniereinsatz 18 der vorliegenden Erfindung schließt einen Flansch 24 mit einem sich vom Knochen 16 aus gesehen nach außen erstreckenden Vorsprung 26 ein. Der Vorsprung 26 enthält ein Paar allgemein zylindrische, bohrungsartige Öffnungen 28, die sich in einer zur Längsachse des Knochens 16 allgemein senkrechten Richtung durch ihn hindurch erstrecken. Bezug nehmend auf Fig. 1A, ist dort eine im Stand der Technik verwendete Fraktur-Fixationsvorrichtung zur Verwendung mit Umschlingungsdraht dargestellt, die allgemein mit 10' bezeichnet ist. Bei dieser Vorrichtung würde eine spezielle, mit Rillen versehene Knochenplatte 12' über der Frakturstelle 14' auf dem langen Knochen 16' angeordnet und durch einen Draht oder ein Drahtseil 20' festgehalten, welcher/welches durch auf der Außenseite der Knochenplatte 16' ausgebildete Rillen 21 in seiner Lage gehalten wird. Eine Klemmhülse 22 wird dann verwendet, um den Draht um die Knochenplatte 12' und den Knochen 16' herum zu befestigen. Wie man sehen kann, verhindern die Rillen 21 der Knochenplatte 12' aus dem Stand der Technik nicht das Auswandern des Umschlingungsdrähts 20' in Umfangsrichtung.

Bezug nehmend auf die FIGUREN 2 bis 6, ist dort die Geometrie des Positioniereinsatzes 18 der vorliegenden Erfindung dargestellt. Zusätzlich zum Flansch 24 und zum Vorsprung 26 schließt der Einsatz eine Positionierverlängerung 30 ein, die sich aus dem Flansch 24 erstreckt und eine Form aufweist, die allgemein der Öffnung 13 in der Knochenplatte 12 entspricht. Wie man in FIG. 5 sehen kann, besteht die Verlängerung 30 im Querschnitt aus einem Unterteil 32 und einem Oberteil 34. Der Teil 34 verjüngt sich nach innen zu, so dass er allgemein dem Querschnitt von Öffnungen 13 entspricht, wobei sich der Teil 32 geringfügig nach außen zu verjüngt, um mit einem Bereich 36 der Öffnung 13 in Eingriff zu treten, der einen verringerten Durchmesser aufweist. Der verringerte Durchmesser 36 liefert normalerweise einen Sitz für den Kopf einer Knochenschraube (nicht dargestellt). Wie man in FIG. 5 weiter sehen kann, ist bei der bevorzugten Ausführungsform der Vorsprung 26, der

mindestens eine Öffnung 28 enthält, in Bezug zur äußereren Oberfläche 38 der Knochenplatte 12 zentriert und nicht notwendigerweise zur Mittellinie der Öffnung 13 in der Knochenplatte. Dies wird gemacht, weil die Öffnungen 13 von vielen Knochenplatten 12 in Bezug zur Mittellinie der Knochenplatte versetzt sind. Dies wird gemacht, so dass die Knochenschrauben in Bezug zur Mittellinie des Knochens versetzt in diesen eindringen, um die Möglichkeit einer Spaltung des Knochens 16 zu minimieren. Somit wirken die vom Drahtseil 20 nach dem unten beschriebenen Klemmschritt erzeugten Haltekräfte in radialer Richtung durch die Längsmittellinie der Knochenplatte 12.

Bei der bevorzugten Ausführungsform ist mindestens der Vorsprung 26 des Positioniereinsatzes 18 aus einem Material hergestellt, das weich genug ist, um es mittels eines üblichen Klemm- oder Quetschwerkzeugs (nicht dargestellt) zu verformen. Man hat gefunden, dass eine Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung (wie beispielsweise Vitallium®) oder nichtrostender Stahl ein geeignetes Material zur Herstellung des gesamten Positioniereinsatzes 28 ist und die für den Vorsprung 26 benötigte Verformbarkeit liefert, so dass allgemein zylindrische Bohrungen darin in eine elliptische Form flachgedrückt werden können, um dadurch den Draht 20 in seiner Lage festzuhalten, wie auf dem Fachgebiet des Drahtfestklemmens wohlbekannt ist.

Der Positioniereinsatz 18 der vorliegenden Erfindung kann mit einer beliebigen Knochenplatte verwendet werden, egal ob sie gerade oder L-förmig ist. Allgemein können Öffnungen 13 einer großen Anzahl von Knochenplatten gleich groß gemacht werden, und daher können den Chirurgen Positioniereinsätze zur Verfügung gestellt werden, so dass dann, wenn eine Entscheidung getroffen wird, eine Knochenplatte 12 nicht mit Knochenschrauben am Knochen 16 zu befestigen, ohne weiteres Umschlingungsdraht 20 zusammen mit üblichen, nicht mit Rillen versehenen Knochenplatten verwendet werden kann. Um dies zu

erreichen, führt ein Chirurg lediglich den Verlängerungsteil 30 in die Öffnung 13 ein, so dass der Flansch 24 entweder mit der Oberseite 38 der Knochenplatte 12 oder mit einer Unterseite 39 (nicht dargestellt) der Knochenplatte 12 in Eingriff tritt, wobei sich der Vorsprung 26 vom Knochen aus gesehen ausreichend weit nach außen erstreckt, so dass die allgemein zylindrischen Öffnungen 28 außerhalb der Oberfläche 38 der Knochenplatte 12 angeordnet sind. Der Chirurg führt den Draht 20 ein und spannt ihn. Der Chirurg kann dann entweder den Vorsprung 26 verformen, um die allgemein zylindrischen Bohrungen 28 flachzudrücken, um dadurch den Draht bezüglich des Einsatzes 18 festzuhalten, oder kann alternativ dazu eine Klemmhülse 22 verwenden, um den Draht in seiner Lage festzuhalten, nachdem er ausreichend gespannt worden ist.

Bezug nehmend auf die FIGUREN 7 bis 9, ist dort eine alternative Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dargestellt, bei der ein allgemein mit 18' bezeichneter Positioniereinsatz innerhalb der Öffnung 13 der Knochenplatte 12 verwendet wird. Der Positioniereinsatz 18' entspricht in jeder Hinsicht dem Positioniereinsatz 18, mit der Ausnahme, dass der Vorsprung 26 durch einen Vorsprung 40 ersetzt worden ist, der mindestens eine und vorzugsweise ein Paar darin ausgebildete offene runde Rillen 42 aufweist. Nach dem Einsetzen des Positioniereinsatzes 18' wird der Draht 20 dann um die Knochenplatte herumgelegt und mit den Rillen 42 plaziert, um den Draht bezüglich der Knochenplatte 12 zu positionieren. Der Draht wird durch ein Klemmelement 22 in seiner Lage festgehalten, das um ein Ende des Drahts und die benachbarte Drahtwindung herum verformt wird.

PATENTANSPRÜCHE

1. Drahtseil-Positioniereinsatz (18) für eine langgestreckte Knochenplatte (12) mit einer Unterseite für einen Eingriff mit der Oberfläche eines Knochens (16) und mit einer Reihe von Öffnungen darin zur Aufnahme von Knochenschrauben zum Befestigen der Knochenplatte (12) an einem Knochen (16), wobei der Einsatz gekennzeichnet ist durch:

    einen Körper (30), der zum mindestens teilweisen Einführen in mindestens eine der besagten Öffnungen geformt ist; und

    einen Vorsprung (26), der sich von dem besagten Körper (30) aus in einer Richtung weg vom Knochen erstreckt, wenn die Knochenplatte (12) darauf angebracht ist; wobei der besagte Vorsprung (26) mindestens eine Öffnung (28) darin aufweist, um das Drahtseil (20) aufzunehmen und es bezüglich der Öffnung in der Knochenplatte zu positionieren, einen Flansch (24) auf dem besagten Körper für einen Eingriff mit einer Oberfläche der besagten Knochenplatte (12) benachbart zu der äußeren Oberfläche eines Knochens (16), auf welchem die Knochenplatte angebracht ist.

2. Drahtseil-Positionievorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher sich der besagte Vorsprung (26) von dem besagten Flansch (24) aus ausreichend weit durch die besagte mindestens eine Öffnung (13) erstreckt, um die besagte mindestens eine Öffnung außerhalb der äußeren Oberfläche der Knochenplatte zu positionieren.

3. Drahtseil-Positioniereinsatz nach Anspruch 1, bei welchem der besagte Vorsprung (26) zwei Öffnungen (28) zur Aufnahme des besagten Drahtseils (20) darin aufweist.

4. Drahtseil-Positioniereinsatz nach Anspruch 3, bei welchem die besagten Öffnungen (28) in dem besagten Vorsprung (26) im Querschnitt allgemein zylindrisch sind, mit einem Durchmesser, der größer als ein entsprechender Durchmesser des besagten Drahtseils (20) ist.

5. Drahtseil-Positioniereinsatz nach Anspruch 4, bei welchem der besagte Vorsprung (26) aus einem verformbaren Material besteht, das sich unter Druck verformt, um die besagten allgemein zylindrischen Öffnungen (28) flachzudrücken und das besagte Drahtseil (20) darin festzuhalten.

6. Drahtseil-Positioniereinsatz nach Anspruch 3, bei welchem die besagten beiden Öffnungen (28) in dem besagten Vorsprung in Form von allgemein halbrunden Rillen (42) vorliegen, die in der Außenseite des besagten Vorsprungs ausgebildet sind.

7. Knochenfraktur-Stabilisationsvorrichtung (10) in Form einer langgestreckten Knochenplatte mit einer Unterseite für einen Eingriff mit der Oberfläche eines Knochens und mit einer Mehrzahl von Öffnungen (13), die sich durch die besagte Knochenplatte erstrecken, gekennzeichnet durch:

mindestens einen Einsatz (18) mit einem zum Einführen in mindestens eine der besagten Mehrzahl von Öffnungen (13) in der besagten Knochenplatte geformten Körper (30), wobei der besagte Körper einen Flansch (24) aufweist, der sich aus dem besagten Körper (30) erstreckt, um mit einer äußereren Oberfläche der besagten Knochenplatte (12) in Eingriff zu treten, sowie einen Vorsprung (26), der sich in einer Richtung weg von dem gebrochenen Knochen (16) aus dem besagten Körper erstreckt, wobei der besagte Vorsprung (26) mindestens eine Öffnung (28) darin aufweist;

ein Drahtseil (20), das sich durch die besagte Öffnung (28) in dem besagten Vorsprung (26) und um den gebrochenen Knochen (16) herum erstreckt; und

Mittel zum Fixieren eines Stücks Drahtseil (20), nachdem das besagte Drahtseil um den Knochen (16) herum gespannt

worden ist, um die Knochenplatte (12) im Eingriff mit dem gebrochenen Knochen zu halten.

8. Knochenfraktur-Stabilisationsvorrichtung nach Anspruch 7, bei welcher die besagte Öffnung (28) in dem besagten Vorsprung (26) ein Paar allgemein zylindrisch geformte Öffnungen (28) umfasst, wobei sich die Längsachse der besagten Öffnungen allgemein senkrecht zur Längsachse des gebrochenen Knochens erstreckt.

9. Knochenfraktur-Stabilisationsvorrichtung nach Anspruch 8, bei welcher der besagte Vorsprung (26) aus einem verformbaren Material besteht, das sich unter Druck verformt, um die besagten, allgemein zylindrischen Öffnungen (28) flachzudrücken und das besagte Drahtseil (20) darin festzuhalten.

10. Knochenfraktur-Stabilisationsvorrichtung nach Anspruch 9, bei welcher das besagte Mittel zum Fixieren des Stücks des besagten Drahtseils (20) ein Quetschen des besagten Vorsprungs ist, um die besagten allgemein zylindrischen Öffnungen darin flachzudrücken und das Drahtseil bezüglich der besagten Knochenplatte in seiner Lage zu fixieren.

11. Knochenfraktur-Stabilisationsvorrichtung nach Anspruch 7, bei welcher die besagte Öffnung in dem besagten Vorsprung (28) ein Paar allgemein halbrunde, nach außen offene Rillen (42) umfasst.

12. Knochenfraktur-Stabilisationsvorrichtung nach Anspruch 11, bei welcher das besagte Mittel zum Fixieren des Stücks des besagten Drahtseils eine an zwei Windungen des besagten Drahtseils (20) festgeklemmte Hülse ist.

13. Drahtseil-Positioniereinsatz nach Anspruch 7, bei welchem der besagte Flansch (24) mit einer Oberfläche der besagten Knochenplatte (12) in Eingriff tritt, die der äuferen

Oberfläche eines Knochens, auf welchem die Knochenplatte angebracht ist, benachbart ist.

14. Drahtseil-Positioniervorrichtung nach Anspruch 13, bei welcher sich der besagte Vorsprung (26) von dem besagten Flansch (24) aus ausreichend weit durch die besagte mindestens eine Öffnung (13) erstreckt, um die besagte mindestens eine Öffnung (28) außerhalb der äußen Oberfläche der Knochenplatte (12) zu positionieren.

FIG-1

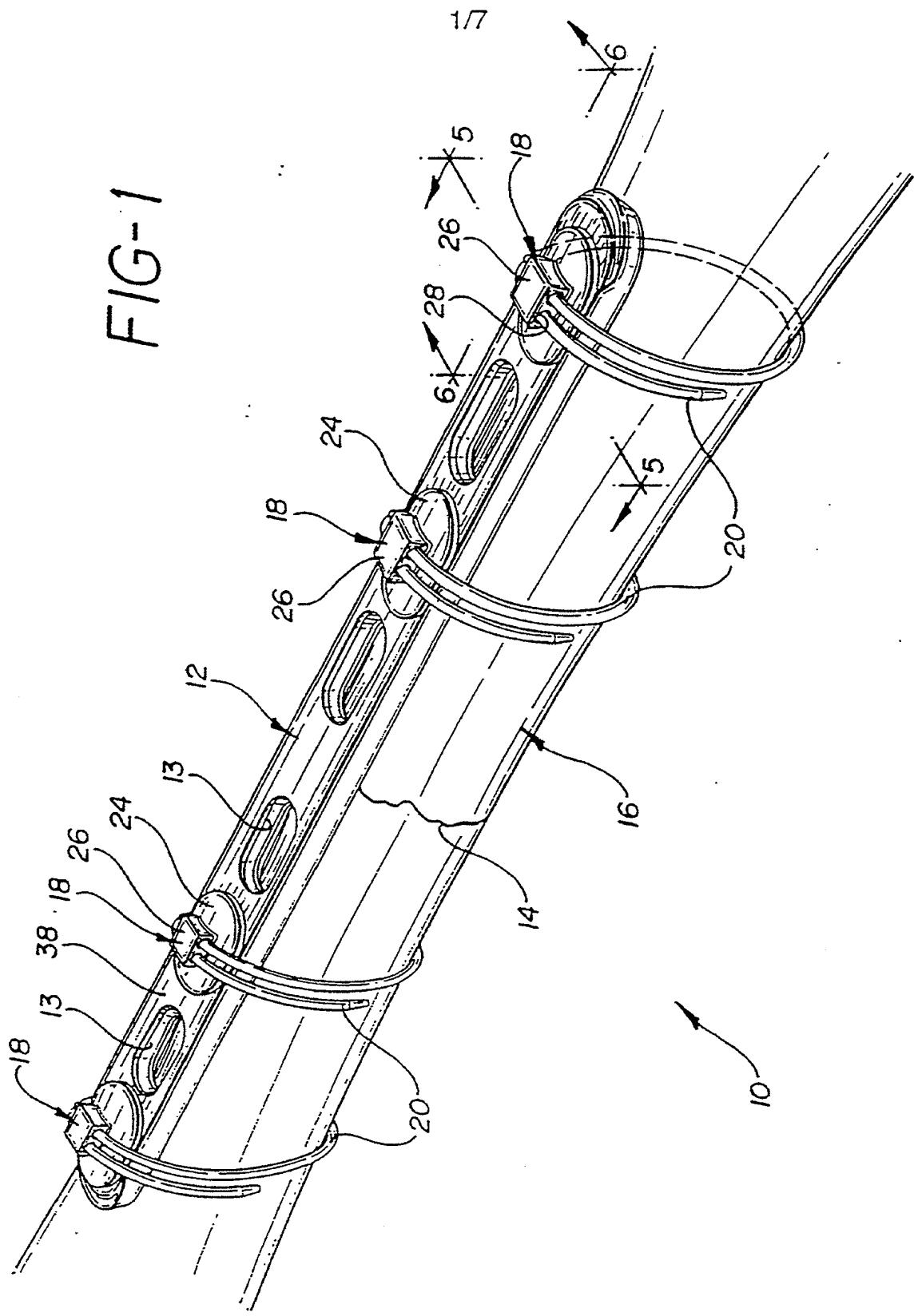
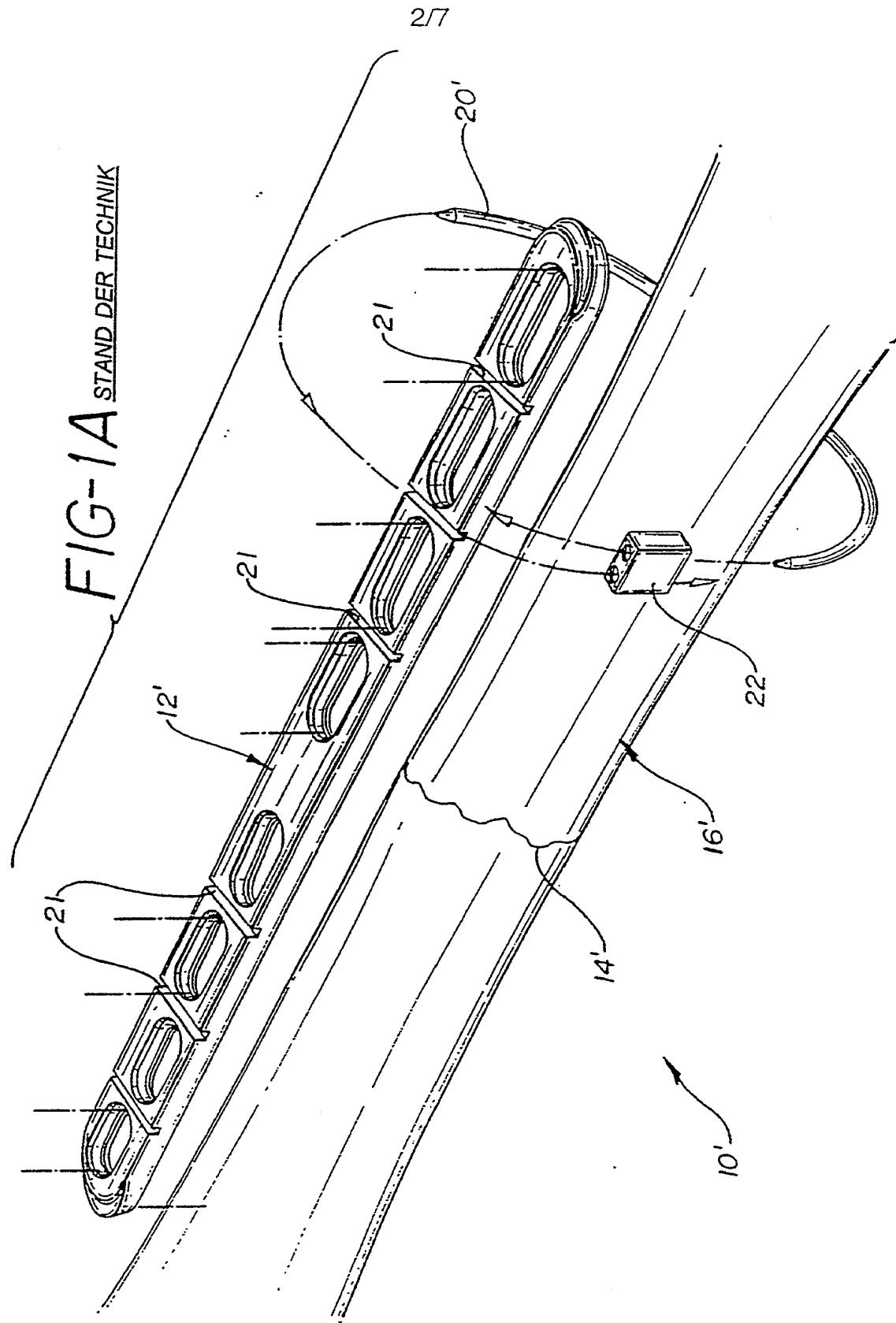
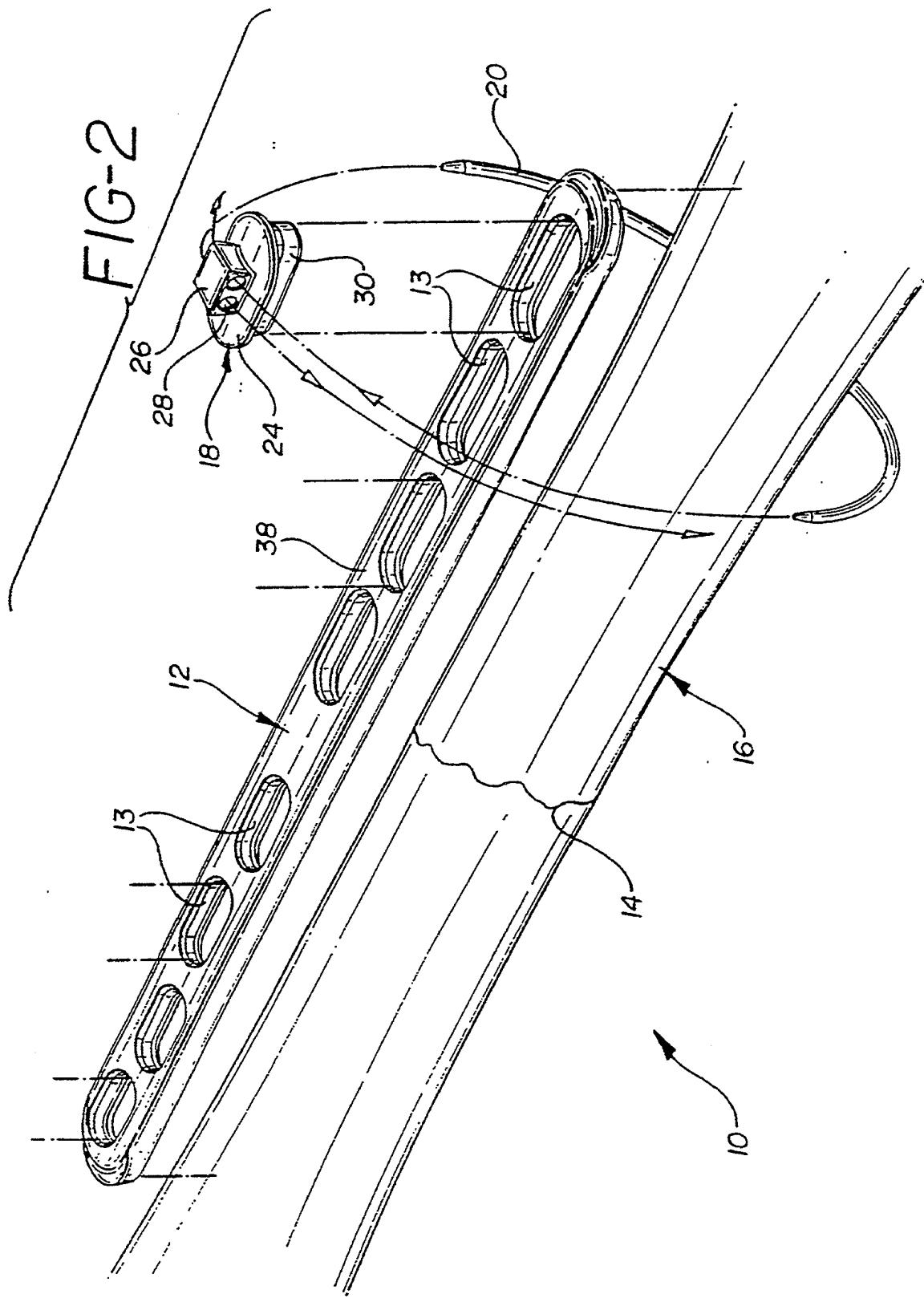


FIG-1A STAND DER TECHNIK

3/7

FIG-2



4/7

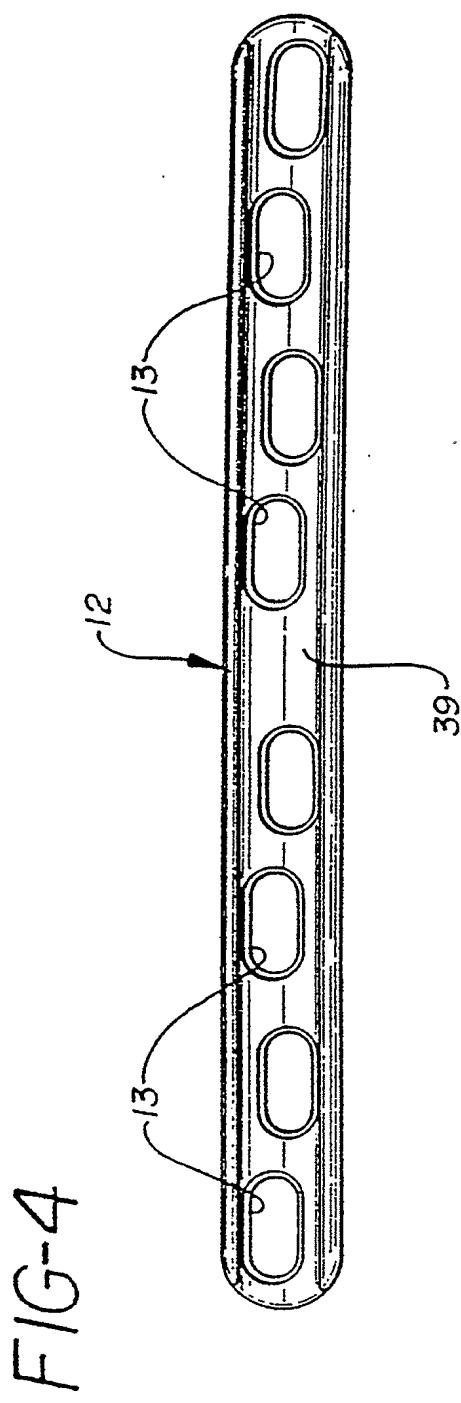
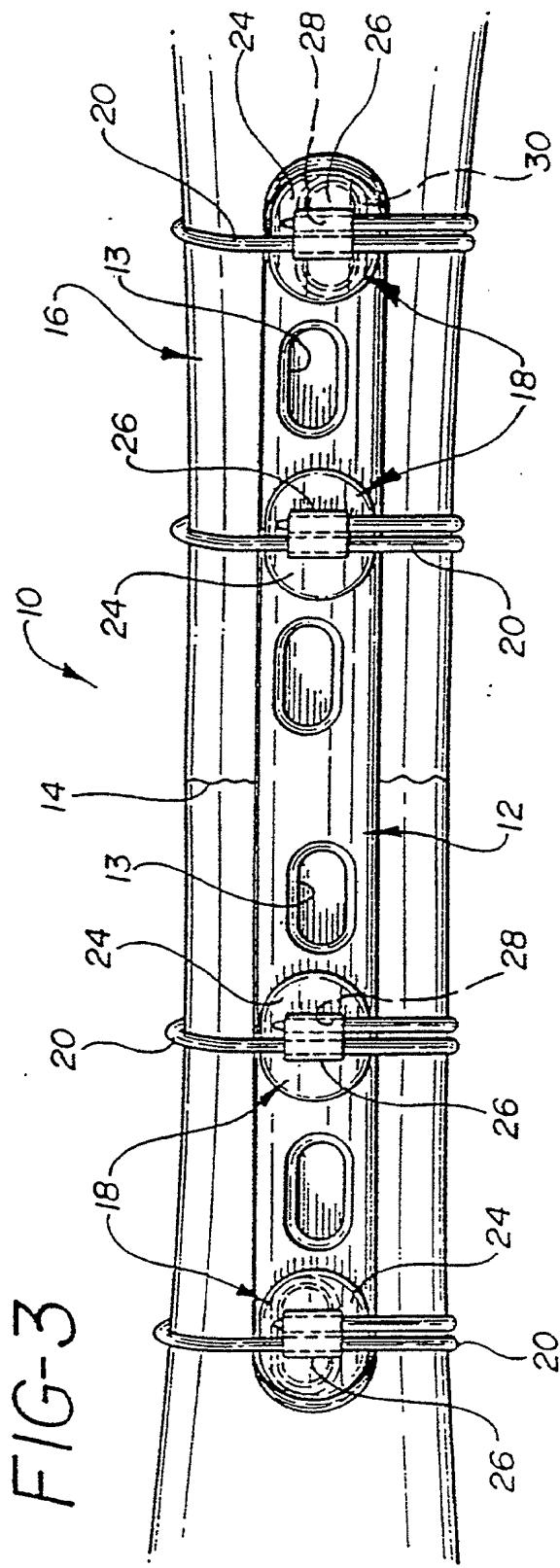


FIG-5

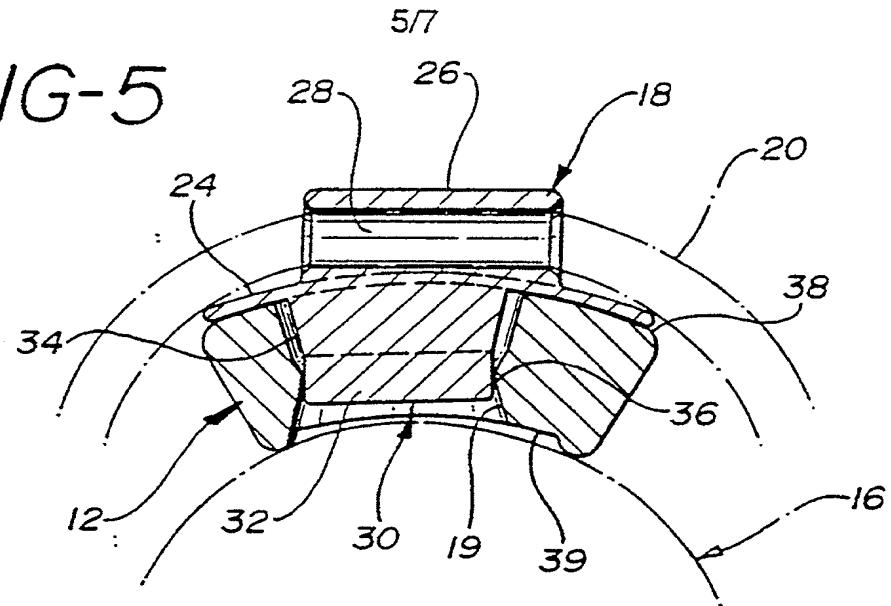
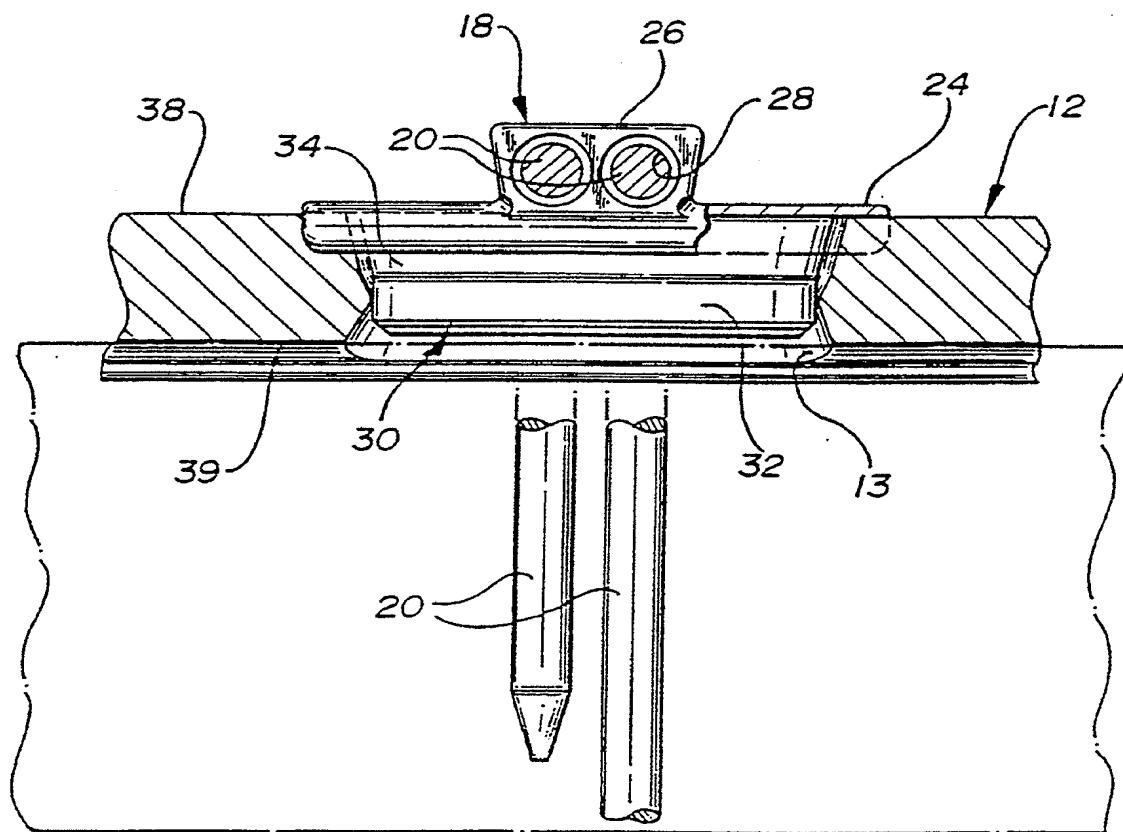
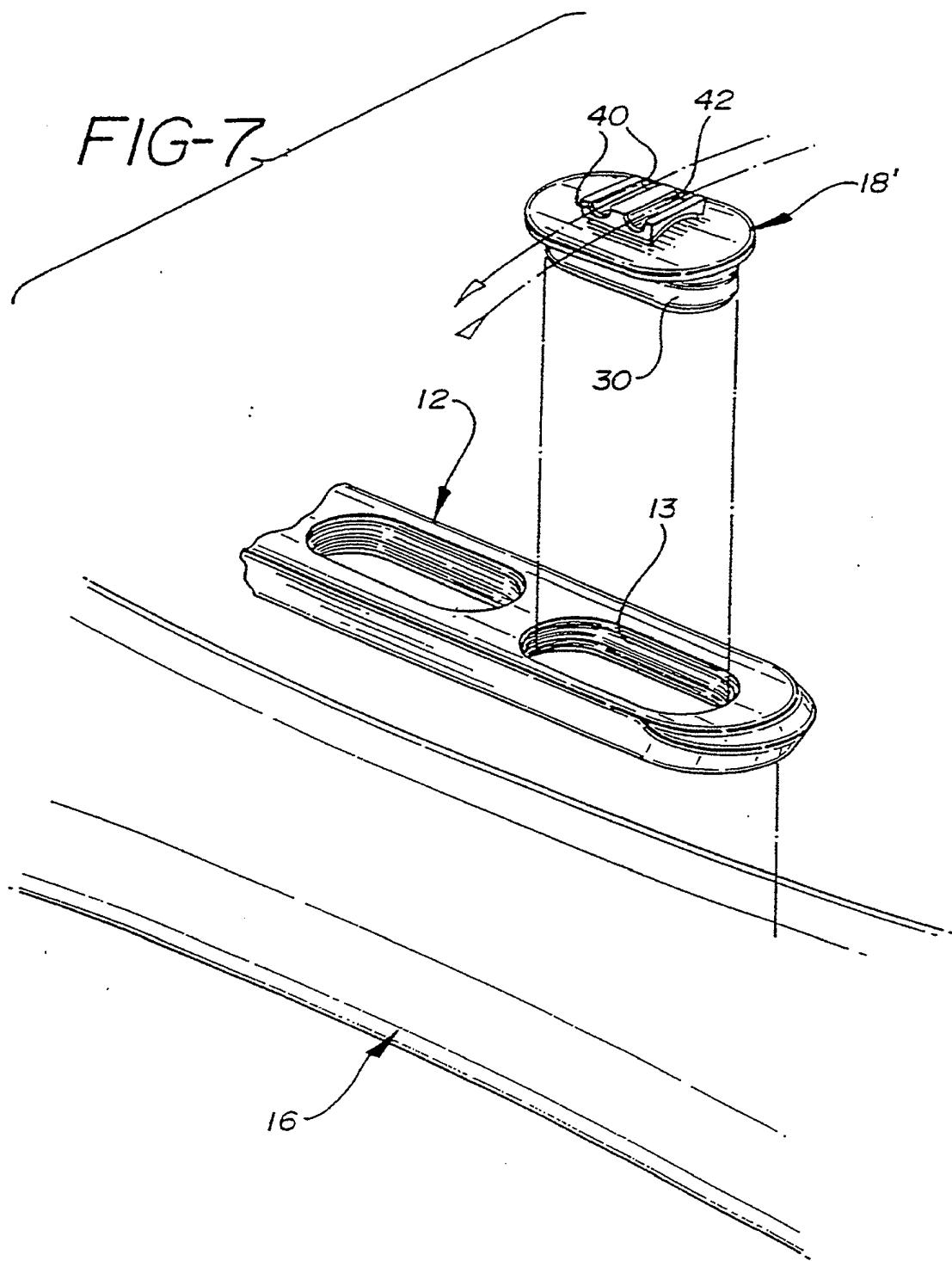


FIG-6



6/7

FIG-7



7/7

FIG-8

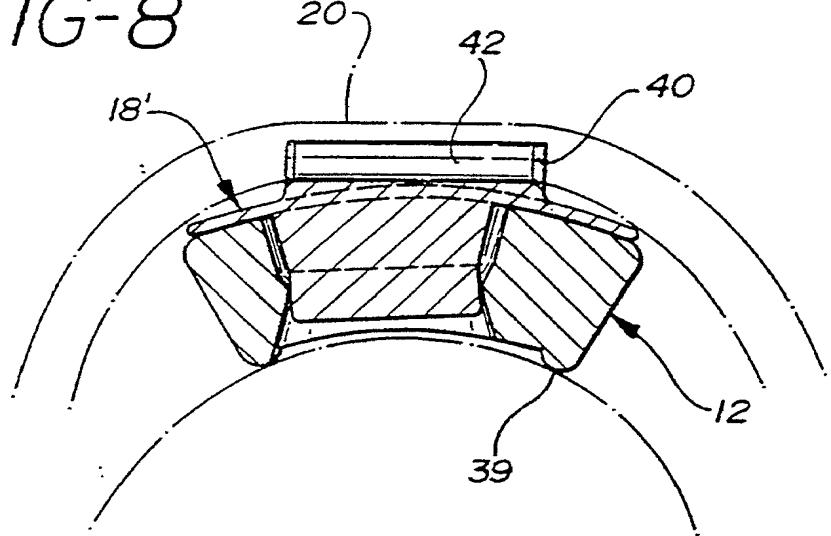
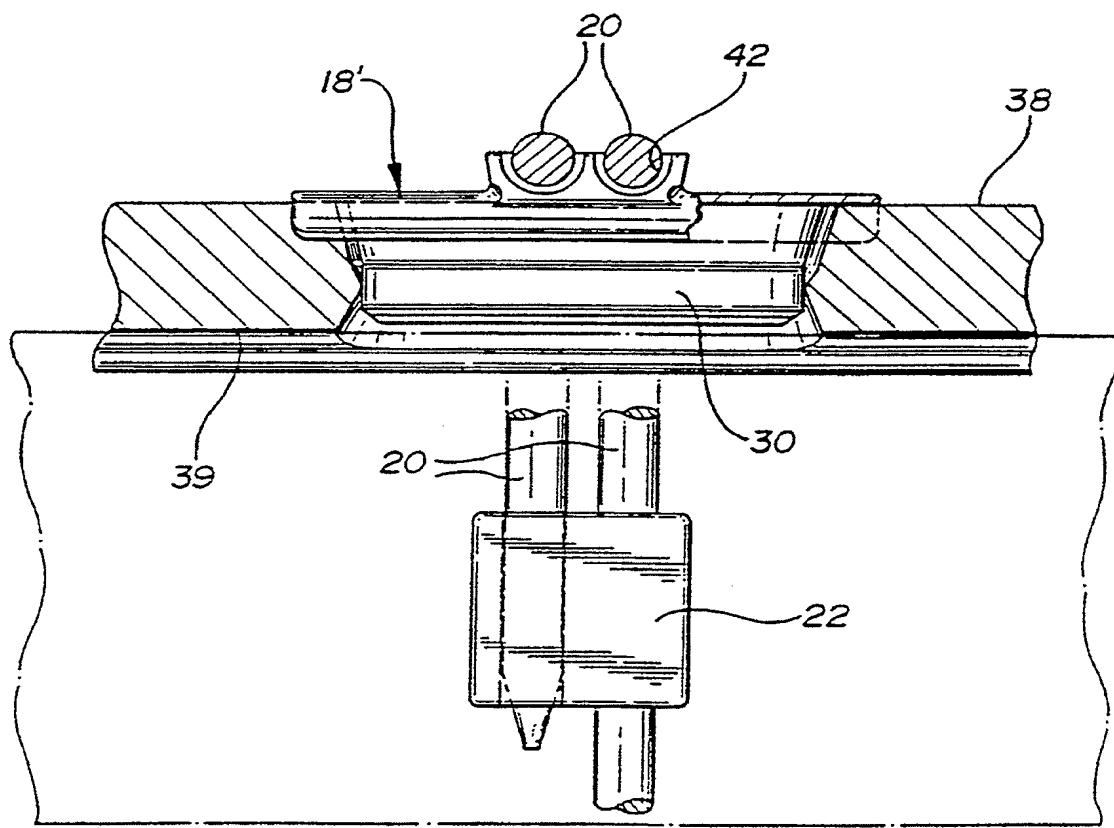


FIG-9



## PRODUCTION PROCESS OF VARYING THICKNESS OSTEOSYNTHESIS PLATES

**Publication number:** DE69723883 (T2)

**Publication date:** 2004-09-02

**Inventor(s):** MAGRINI ANNA [IT]

**Applicant(s):** MAGRINI ANNA [IT]

**Classification:**

- **international:** A61B17/80; A61B17/68; (IPC1-7): A61B17/80

- **European:** A61B17/80

**Application number:** DE19976023883T 19970901

**Priority number(s):** IT1996GE00076 19960904; WO1997IT00217 19970901

**Also published as:**

WO9809578 (A1)

US6315852 (B1)

ITGE960076 (A1)

EP1009310 (A1)

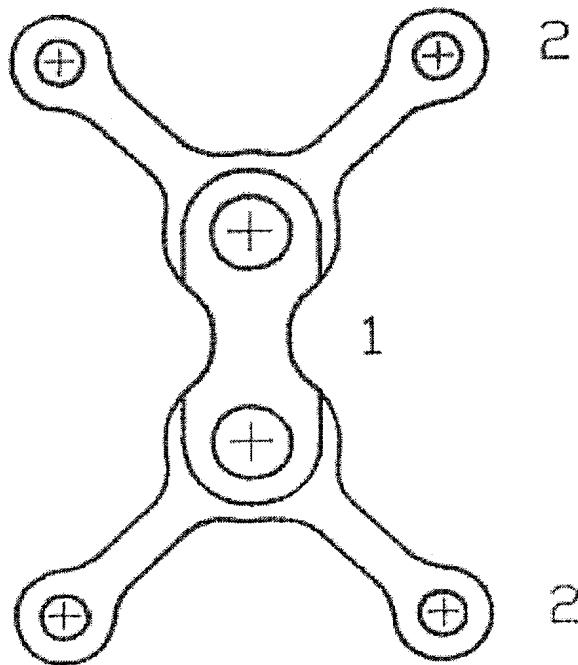
EP1009310 (B1)

[more >>](#)

Abstract not available for DE 69723883 (T2)

Abstract of corresponding document: **WO 9809578 (A1)**

The invention concerns a process for the production of osteosynthesis plates with a varying thickness thin to whatever degree. The plates are manufactured by a metal cutting process carried out on a composite structure made by a layer of the material which will form the osteosynthesis plate, bound through a layer of adhesive to a supporting layer with high thermal conductivity and mechanical strength. When the cutting process terminates, the osteosynthesis plate is separated from the supporting layer by heating the composite structure until the adhesive melts or by using a thinner suitable for the adopted adhesive.



Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 697 23 883 T2 2004.09.02

(12)

## Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 009 310 B1

(51) Int Cl.<sup>7</sup>: A61B 17/80

(21) Deutsches Aktenzeichen: 697 23 883.0

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/IT97/00217

(96) Europäisches Aktenzeichen: 97 942 179.9

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 98/009578

(86) PCT-Anmeldetag: 01.09.1997

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 12.03.1998

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 21.06.2000

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 30.07.2003

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 02.09.2004

(30) Unionspriorität:

GE960076 04.09.1996 IT

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT, BE, CH, DE, ES, FI, FR, GB, IE, IT, LI, MC, NL,  
PT, SE

(73) Patentinhaber:

Magrini, Anna, Genua/Genova, IT

(72) Erfinder:

Magrini, Anna, 16147 Genova, IT

(74) Vertreter:

Hellmich, W., Dipl.-Phys.Univ. Dr.-Ing., Pat.-Anw.,  
81241 München

(54) Bezeichnung: HERSTELLUNGSVERFAHREN FÜR OSTEOSYNTHESEPLATTEN MIT UNGLEICHFÖRMIGER DI-  
CKE

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingereicht, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

### Beschreibung

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren für die Produktion von Osteosyntheseplatten mit einer veränderlichen Dicke möglichst dünnen Grades. Platten, die gegenwärtig verwendet werden, um Osteosynthese zu erreichen, haben eine konstante Dicke aufgrund des angewendeten Produktionsverfahrens. Besagtes Verfahren besteht darin, normalerweise die Platte mit Hilfe von Laser von einem Blatt biocompatiblem Metalls zu schneiden, das eine charakteristische konstante Dicke hat und der Plattenkontur folgt, und besteht ferner im Anlegen der Versenklöcher für die Schraubenköpfe durch plastische Deformation des Metalls um die Löcher herum. Osteosyntheseplatten mit konstanter Stärke sollten eine Dicke aufweisen, um die Spannung in dem am meisten belasteten Bereich in der Nähe des Bruchs oder der Knochendurchtrennungslinie auszuhalten (proximaler Bereich). Diese Stärke ist jedoch größer als diejenige, die von der vorliegenden Belastung in den Bereichen weiter weg vom proximalen Bereich (nämlich den distalen Bereichen) gefordert ist. In diesen Bereichen kann die Anpassung der Platte an die Knochenoberfläche durch Biegen deshalb schwieriger als notwendig sein. Eine andere Folge der konstanten Dicke ist, dass in den distalen Bereichen die elastische Komponente der Deformation, die hingenommen wird, um die Platte der Knochengeometrie anzupassen, größer ist als diese, die sich aus einer geringeren Stärke ergibt; unerwünschte Belastungen und Verschiebungen der Knochensegmente, die mit der Platte verbunden sind, können gespürt werden.

[0002] Im allgemeinen ist die Herstellung von Platten, so wie in US- A – 4683873 beschrieben, durch spanabhebende Metallbearbeitungsverfahren, die notwendig wären, um eine veränderliche Dicke zu erhalten, im proximalen und distalen Bereiche der Platte wegen der komplexen Form, der geringen Größe und der begrenzten Dicke schwierig, es sei denn, es wäre ein System für eine ausreichende Befestigung der maschinell hergestellten Platte verfügbar.

[0003] Befestigungssysteme magnetischer Art lassen sich nicht zusammen mit biocompatiblen Materialien wie Titan und rostfreiem Stahl, die im allgemeinen für Osteosyntheseplatten verwendet werden, einsetzen. Andere Klemmsysteme mechanischer Art, bei denen die Befestigung durch Druck auf das Werkstück ausgeführt wird, erlauben es nicht, die Platte ohne Unterbrechungen zu bearbeiten, um den Übergang von einem Klemmbereich zu einem anderen und das Fertigstellen der Operation in den zuvor von dem Klemmgerät verdeckten Plattenbereichen zu bewerkstelligen. Die mechanische Befestigung verhindert nicht Deformation und Brüche in den Plattenbereichen von geringer Dicke, da Schneidbeanspruchung Belastungsbedingungen schaffen können, die nicht von der Stärke des Plattenmaterials erlaubt werden können. Außerdem kann eine mechanische Befestigung Kratzspuren auf der Oberseite von

dehnbaren Materialien hinterlassen, die zur Herstellung von Platten verwendet werden.

[0004] Das Werkstück durch Einbetten in Harz zu befestigen, hat den Nachteil eines geringen Verlustes von Wärme, die während des Spanabhebens des Werkstücks aufgrund der unzulänglichen thermischen Leitfähigkeit des Harzes entsteht. Folglich nimmt die Harztemperatur zu, die für das Weichwerden des Harzes und die Reduktion der Verbindungsfähigkeit des Harzes, die notwendig ist, um das Werkstück während des spanabhebenden Verfahrens zu halten, entscheidend ist.

[0005] Diese Nachteile behindern die industrielle Herstellung mittels spanabhebenden Metallbearbeitungsverfahren, von Osteosyntheseplatten mit veränderlicher Stärke, und verhindern deshalb das Ergebnis biomechanischer Vorteile, die von der Variation der Plattenstärke herrühren.

[0006] Entsprechend der Erfindung werden diese Probleme durch eine Verbundkonstruktion behoben, bestehend aus einer Platte aus Material, das die Osteosyntheseplatte bildet, aus (strukturellem) Klebstoff und aus einer Auflageplatte von ausreichender Stärke und hoher thermischer Leitfähigkeit, die fähig ist, die während des spanabhebenden Bearbeitens auftretende Wärme aufzunehmen, so dass von dieser Verbundkonstruktion, sobald bei einem spanabhebenden Metallbearbeitungsverfahren das gewünschte Form- und Stärkeprofil der Osteosyntheseplatte erhalten wurde, die Osteosyntheseplatte von der Auflageplatte durch Schmelzen des Klebstoffs bei Erwärmung der Verbundkonstruktion auf eine Temperatur, größer als 80°C bzw. getrennt werden kann. Dies kann auch mit Hilfe eines Verdünners geschehen.

[0007] Das erfundene Verfahren basiert auf der Tatsache, dass die auf besagte Weise hergestellte Verbundkonstruktion der Materialschicht, aus der die Osteosyntheseplatte entsteht, eine strukturelle Stärke verleiht, die in der Lage ist, der durch das spanabhebende Verfahren hervorgerufenen Belastung standzuhalten. Die Größe der Verbundkonstruktion kann auf die Weise vorgenommen werden, die deren mechanisches Festklemmen auf das Werkzeug der Maschine durch Verwenden von im Handel verfügbaren Befestigungsgeräten erlaubt. Die von der spanabhebenden Metallbearbeitung herrührende Wärme der Auflageschicht wird dank ihrer hohen thermischen Leitfähigkeit aufgenommen, die auf diese Weise die Erwärmung der Haftsicht oberhalb der Temperatur, bei der das Erweichen des Klebstoffs beginnt, vermeidet. Die letzte Trennung der Platte von der Auflageschicht wird durch Ausnutzung der Haftsichterweichung ausgeführt, die bei strukturellen Klebstoffen normalerweise bei einer Temperatur über 80°C eintritt. Sonst ist es möglich, die Haftsicht durch Anwendung eines für den gebräuchlichen Klebstoff geeigneten Verdünners zu schmelzen.

[0008] Der Hauptvorteil des erfundenen Verfahrens besteht darin, die Produktion der Osteosyntheseplatte mit einer veränderlichen Dicke zu ermöglichen bei

einer Verringerung der Stärke zu welchem Grad auch immer. Dies geschieht durch Anwendung eines span-abhebenden Metallbearbeitens, bei dem die oben erwähnten technologischen Probleme aufgrund der Befestigung der Platte durch Festklemmen oder durch Einbetten in Harz überwunden werden. Eine andere wichtige Absicht der Erfindung besteht darin, die Herstellung von Osteosyntheseplatten mit einer veränderlichen Dicke zu ermöglichen, die nur eine beschränkte Belastung und verhältnismäßige Verschiebungen der zusammenhängenden Knochensegmente aufweisen. Das erfundene Verfahren erlaubt darüber hinaus die Produktion von Osteosyntheseplatten mit einer veränderlichen Dicke auf eine einfache und preiswerte Weise, ohne dass komplexe Technologien und qualifizierte Spezialfachkräfte notwendig werden.

#### Beschreibung von Abbildungen

[0009] Die **Abb. 1** und **2** zeigen jeweils die Planansicht und die seitliche Ansicht eines Beispiels für eine Osteosyntheseplatte, die unter Anwendung des erfundenen Verfahrens hergestellt werden kann. **Abb. 3** und **4** zeigen jeweils die Planansicht und die Querschnittsansicht der Verbundkonstruktion, die maschinell hergestellt wird, um die Osteosyntheseplatte zu produzieren.

#### Die beste Art, die Erfindung auszuführen

[0010] Es wird die beste Art beschrieben, das erfundene Verfahren anzuwenden, und es wird die Herstellung der Osteosyntheseplatte mit Bezug auf die angefügten Zeichnungen behandelt. Das Plattenmaterial ist handelsüblich reines Titan. Die Form der Platte, gezeigt in **Abb. 1**, ist ein Beispiel für eine Osteosyntheseplatte mit einer doppelten Y Konfiguration charakterisiert von verschiedener Dicke im proximalen Bereich **1** und in den distalen Bereichen **2**. Die Dicke im proximalen Bereich ist 1,00 mm, die Dicke in den distalen Bereichen beträgt 0,50 mm. Der Produktionsprozeß erfordert die Herstellung der Verbundkonstruktion (**Abb. 3, 4**), die aus einem handelsüblichen reinen Titanblatt besteht (**3**) mit einer Dicke von 1,05 mm, durch eine Cyanoakrylatschicht (**5**) mit einer Aluminiumplatte (**4**) verbunden. Die Aluminiumplatte ist größer als die Titanplatte und ihre Dicke beträgt 4 mm. Die Verbundkonstruktion ist am Arbeitsstisch einer Fräsmaschine befestigt, die den Bohrungearbeitsgang ausführt, ferner die Oberflächenherstellung entsprechend der erforderlichen Dicke, die Profilierung der Platte, indem sie die Titanschicht vollkommen schneidet. Nach der Bearbeitung wird die Osteosynthese-Titanplatte von der tragenden Aluminiumschicht durch Erhitzen der Verbundkonstruktion bei einer Temperatur von höher als 80°C getrennt, um die haftende Schicht zu schmelzen.

[0011] Alternative Arten, das erfundene Verfahren auszuführen, schließen andere biocompatible Plat-

tenmaterialien ein, andere Auflageplattenmaterialien mit hoher thermischer Leitfähigkeit, andere Arten von strukturellen Klebstoffen, andere Dicke der Verbundkonstruktionsschichten, andere kompatible Erwärmungstemperaturen oder alternativ ein haftender Verdünner.

#### Patentansprüche

1. Ein Verfahren zur Herstellung von Osteosyntheseplatten mit einer veränderlichen Dicke, charakterisiert durch die Verwendung eines Klebstoffs und durch die Herstellung einer Verbundkonstruktion (**3, 4, 5**), bestehend aus einer Platte aus Material (**3**), das die Osteosyntheseplatte formt, aus Klebstoff (**5**) und aus einer Auflageplatte (**4**) von ausreichender Stärke und einer hohen thermischen Leitfähigkeit, die in der Lage ist, die während des Einschnitts produzierte Wärme aufzunehmen, so daß von dieser Verbundkonstruktion, wenn einmal die gewünschte Form und das gewünschte Dickeprofil der Osteosyntheseplatte erhalten wurde, die Osteosyntheseplatte durch ein Metallschneideverfahren der Auflageplatte, durch Schmelzen des Klebstoffs, durch Erwärmung der Verbundkonstruktion mit einer Temperatur von höher als 80°C oder durch einen Verdünner getrennt werden könnte.

Es folgt ein Blatt Zeichnungen

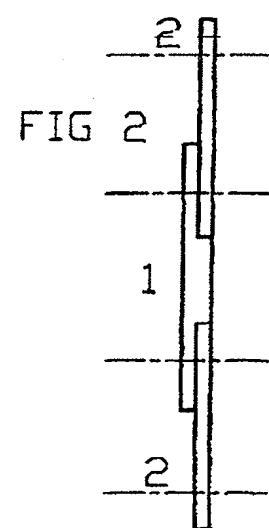
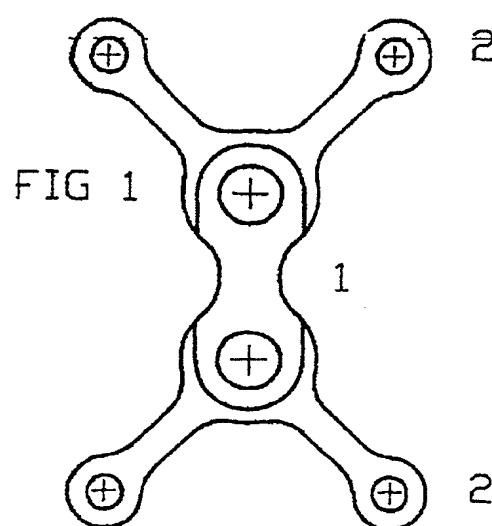


FIG 3

